

**PHOTODETECTOR, RADIATION DETECTOR AND RADIATION IMAGING SYSTEM**

**Publication number:** JP2002289824 (A)

**Publication date:** 2002-10-04

**Inventor(s):** MOCHIZUKI CHIORI

**Applicant(s):** CANON KK

**Classification:**

**- international:** G01T1/00; G01T1/20; G03B42/02; H01L27/14; H01L31/09; H01L31/10; H04N5/32; G01T1/00; G03B42/02; H01L27/14; H01L31/08; H01L31/10; H04N5/32; (IPC1-7): H01L27/14; G01T1/00; G01T1/20; G03B42/02; H01L31/09; H01L31/10; H04N5/32

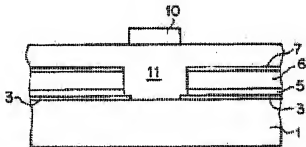
**- European:**

**Application number:** JP20010093002 20010328

**Priority number(s):** JP20010093002 20010328

**Abstract of JP 2002289824 (A)**

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To improve pixel opening rate, achieve higher sensitivity and realize higher definition, without degrading performance of gate wiring, signal lines and switch TFTs, which are essential in pixel configuration. **SOLUTION:** A plurality of pixels, containing a photoelectric transducer for converting incident light to electrical signals, are formed on a substrate in this photodetector, and wirings, connected to the pixels containing a photoelectric transducer, are disposed on a gap between adjacent pixels on an insulation layer formed, so as to cover the substrate and the photoelectric transducer.



Data supplied from the esp@cenet database — Worldwide

(19) 日本国特許庁 (J P)

## (12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2002-289824

(P2002-289824A)

(43) 公開日 平成14年10月4日 (2002.10.4)

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	データベース (参考)
H 0 1 L 27/14		C 0 1 T 1/00	B 2 G 0 8 8
G 0 1 T 1/00		1/20	E 2 H 0 1 3
1/20			C 4 M 1 1 8
G 0 3 B 42/02		G 0 3 B 42/02	B 5 C 0 2 4
		H 0 4 N 5/32	5 F 0 4 9

審査請求 未請求 請求項の数7 O L (全10頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2001-93002(P2001-93002)

(22) 出願日 平成13年3月28日 (2001.3.28)

(71) 出願人 000001007

キヤノン株式会社

東京都大田区下丸子3丁目30番2号

(72) 発明者 望月 千鶴

東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤ

ノン株式会社内

(74) 代理人 100068385

弁理士 山下 義平

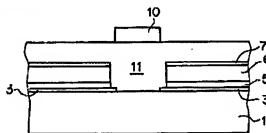
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光検出装置、放射線検出装置および放射線撮像システム

(57) 【要約】

【課題】 画素構成上必須なゲート配線、信号線、スイッチTFTの性能を落とすことなく、画素開口率を改善し、高感度化を達成すると共に、高精細化を実現する。

【解決手段】 入射光を電気信号に変換する光電変換素子を含む画素が基板上に複数形成された光検出装置において、基板と光電変換素子とを覆って形成された絶縁層上であって、且つ隣接する光電変換素子の間隙の上に、光電変換素子を含む画素に接続された配線が配置されていることを特徴とする。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 入射光を電気信号に変換する光電変換素子を含む画素が基板上に複数形成された光検出装置において、

前記基板と前記光電変換素子とを覆って形成された絶縁層上であって、且つ隣接する前記少なくとも2つの光電変換素子の間隙の上に、前記光電変換素子を含む画素に接続された配線が配置されていることを特徴とする光検出装置。

【請求項2】 前記隣接する光電変換素子の間隔は、前記配線の幅と同一または実質的に同一であることを特徴とする請求項1記載の光検出装置。

【請求項3】 前記隣接する光電変換素子の間隔は、前記配線の幅より狭いことを特徴とする請求項1記載の光検出装置。

【請求項4】 前記絶縁層は、ベンゾシクロブテンを含むことを特徴とした請求項1から3のいずれか1項に記載の光検出装置。

【請求項5】 入射光を電気信号に変換する光電変換素子を含む画素が基板上に複数形成された光検出装置において、

前記基板と前記光電変換素子とを覆うように有機低誘電率絶縁層を形成し、その上に、前記光電変換素子を含む画素に接続された配線が配置されていることを特徴とする光検出装置。

【請求項6】 放射線を光に変換する蛍光体が、請求項1から5のいずれか1項に記載の光検出装置の前記絶縁層および前記信号線を覆って設けられている放射線検出装置。

【請求項7】 請求項6に記載の放射線検出装置と、前記放射線検出装置からの信号を処理する信号処理手段と、

前記信号処理手段からの信号を記録するための記録手段と、

前記信号処理手段からの信号を表示するための表示手段と、

前記信号処理手段からの信号を伝送するための伝送処理手段と、

前記放射線を発生させるための放射線源とを具備することを特徴とする放射線撮像システム。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、光検出装置、放射線検出装置およびそれを具備する放射線撮像システムに関し、X線、 $\gamma$ 線などの放射線を検出する放射線検出装置に好適に用いられ、医療画像診断装置、非破壊検査装置、放射線を用いた分析装置などに応用されるものに関する。

## 【0002】

【従来の技術】近年、X線、 $\gamma$ 線などの放射線を検出す

る放射線検出装置としては、放射線を可視光に変換し、その変換光を非晶質シリコン薄膜を用いた光電変換素子により検出する。所謂、間接型の放射線検出装置である。この種の放射線検出装置が製品化された理由としては、主に、光導電性を持った非晶質シリコンを核とした液晶技術の進歩により、TFT (Thin Film Transistor: 薄膜トランジスタ) 及び光センサーの面積化が可能になった背景と、従来から使用されているGOS蛍光体又はCsI蛍光体などの組み合わせにより、大面積で、且つ、信頼性が高い放射線検出装置を安定的に作成できることが可能となったことに拠る所が大きい。

【0003】従来、この種の代表的な放射線検出装置としては、本発明者らが提案しているMIS型光電変換素子とスイッチTFTとから構成されたMIS-TFT構造の画素が複数配列された光センサーアレーと、上述の蛍光体を組み合わせた放射線検出装置がある。本例での光センサーアレーの特徴は、先述したスイッチTFTとMIS型光電変換素子が同一層構成、同一プロセスにより製造が可能であることであり、その結果、安定的に、且つ、低価格で生産できるといった利点がある。

【0004】また、一方、PIN型光電変換素子とスイッチTFTとを組み合わせたPIN-TFT構造の画素が複数配列された光センサーアレー、或いは、スイッチ素子にPIN型ダイオードを用いたPIN-PIN構造の画素が複数配列された光センサーアレーなど多岐に渡る提案がされているが、基本的には、放射線を蛍光体により可視光に変換し、その変換光を光電変換素子により蓄積電荷として保存し、その電荷をスイッチ素子により順次読み出すと言った共通の駆動方法を一般的に用いている。一般的な放射線検出装置に利用される光センサーアレーの模式的な等価回路を図14に示す。同図では、説明を単純化するために $3 \times 3$ の合計9個の画素から構成された光センサーアレーを例として用いている。1画素は1個の光電変換素子 $S_{ij}$  ( $i, j=1 \sim 3$ )、スイッチTFT  $T_{ij}$  ( $i, j=1 \sim 3$ )等で構成されている。この時、光電変換素子 $S_{ij}$ は、上述のMIS型、或いはPIN型など本図では同一である。また、図14において、 $V_{gn}$  ( $n=1 \sim 3$ )は光電変換素子のバイアス配線であり、バイアス電源Bに接続されている。 $V_{gn}$  ( $n=1 \sim 3$ )はスイッチTFTのゲート配線、 $S_{ig}$  ( $n=1 \sim 3$ )は信号線である。夫々の光電変換素子 $S_{ij}$ の信号出力は、光電変換素子 $S_{ij}$ 自身に蓄積される。そして、駆動回路Dの出力信号によって、スイッチTFT  $T_{ij}$ が順次オンされ、光電変換素子 $S_{ij}$ 自身に蓄積された蓄積電荷に対応する電流が信号線 $S_{ig}$  ( $n=1 \sim 3$ )に流れる。この様に読み出された信号は、信号処理回路Aに入力され、出力信号として増幅、A/D変換され出力される。

【0005】MIS-TFT構造の1画素の模式的な平面図を図15に示す。図15は、蛍光体が接着されていない時にソース・ドレイン電極等が配置される側から見た

図であり、実線は信号線が配置される側から見て目視可能な箇所であり、点線は目視できない箇所である。

【0006】図15において1画素は、光電変換素子のセンサー部50、光電変換素子の下部電極3および光電変換素子のバイアス配線8により構成される光電変換素子と、ゲート電極4およびスイッチTFTのソース・ドレイン電極であるソース・ドレイン電極9等により構成されるスイッチTFTと、スイッチTFTのゲート配線であるゲート配線2、光電変換素子で変換された電気信号を転送するための信号線である信号線10と、スイッチTFTのソース・ドレイン電極9と光電変換素子の下部電極を電気接続するためのコンタクトホール12とにより構成されている。

【0007】上記の従来例の模式的断面図を図16に示す。図16は、図15に示される、ゲート配線、光電変換素子、スイッチTFTおよび信号線といった各デバイスの層構成を説明するために、各々のデバイスにおいて任意の方向で切断した断面図を配列した図である。なお層構成の順序においては、図15の従来例と同様である。

【0008】図16において、1はガラス基板、3は光電変換素子の下部電極、8は光電変換素子のバイアス配線であり、2はスイッチTFTのゲート配線、4はスイッチTFTのゲート電極、9はスイッチTFTのソース・ドレイン電極である。

【0009】光電変換素子のセンサー部と、スイッチTFTのソース・ドレイン電極を除いた層と、信号線の下部とは同一層構成であって、5は絶縁膜、6は活性層としての非晶質シリコン膜、7はオミックコンタクト層である。10はスイッチTFTに接続されている信号線である。また、100は保護膜、101は接着層、102は蛍光層である。入射放射線は同図において蛍光層の方向より入射する構成となっている。

【0010】現在、この種の放射線検出装置に対しては、放射線量の低減を実現する高感度化の要求が高まり、また、画像の高品位化を達成する高精細化も期待されている状況である。この様な状況において、蛍光体の発光効率の改善を始めて、光センサーアレイでの光収集効率の改善、更には、光電変換素子、その物の改良、即ち、光電変換効率の改善に至るまで多岐に渡り開発が進められている。

【0011】

【発明が解決しようとする課題】一般に、高画像品位を達成する場合、先ず、画素ピッチを微細化する必要があるが、単純に、画素ピッチを微細化することは、逆に、感度低下を引き起こす事になり、単純には実現できない。

【0012】この理由は、高精細化に伴って有効画素領域は縮小されず、同一か、或いは、より大きな面積になることが要求されているからである。

【0013】即ち、画素数の増加に伴い、スイッチTFTの駆動速度、信号処理速度などを高速化する必要がある、スイッチTFTの駆動配線、信号線などは、一層の低抵抗化が必要となる。また、スイッチTFTのオン抵抗の低減などスイッチTFTの大型化も場合により必要となる。言い換えれば、夫々の配線幅などは増加することはあっても縮小する事はなく、スイッチTFTのサイズにおいても小型化が期待されるものでもない。

【0014】その結果、高精細化に伴い、夫々の配線幅が画素内に占める面積比が増大し、また、スイッチTFTが占める面積も大きく変化しないため、画素に占める光電変換素子の開口率は、画素ピッチが縮小されるに従い、一般的には、低下する傾向がある。この様に、面積を維持しつつ、高精細化を達成する場合、画素開口率の低下が起こる。その結果、一定の画像品位を得るためには、放射線量を増加する必要があり、医療分野では人体への影響を考慮すると受け入れられないものではない。図12に1画素の開口率について説明するための平面図を示す。図12において、Pは画素ピッチ、VgはスイッチTFTのゲート配線、Sigは信号線、Sは光電変換素子のセンサー領域である。ゲート配線Vgの幅をWg、信号線Sigの幅をWs、ゲート配線Vgと光電変換素子のセンサー領域SとのクリアランスをLg、信号線10とのクリアランスをLsとすると、開口率Apは以下の式により大雑把に算出できる。

【0015】 $Ap = (P - Wg - 2Ls) \times (P - Ws - 2Ls) / P^2$  実際には、スイッチTFTがあるため、ここで、算出される開口率Apに比較して、実際の開口率は小さい値になるが、説明を単純化するために、ここではスイッチTFTの面積は考慮しないこととする。

【0016】次に、一例としてゲート配線Vgの幅をWg = 1.0 μm、信号線Sigの幅をWs = 8 μm、信号線Sigおよびゲート配線VgのクリアランスをLg = Ls = 4 μmとして、画素ピッチに対する開口率の変化を図13に示す。

【0017】ここで、クリアランスLgは、ゲート配線及びゲート電極及び光電変換素子の下部電極を電氣的に絶縁する必要があること、同一層上に配置されるため、実際には、製造装置などの限界から、4 μm程度のスペースとして存在しているものである。

【0018】また、クリアランスLsは光電変換素子のMIS構成と信号線下部のMIS構成を電氣的に分離するため、同様に、実際には、4 μm程度のスペースとして存在しているものである。同図より明らかな様に、開口率Apは、画素ピッチPが70、80 μm程度を境に、画素ピッチPが縮小されるに従い、急激に低下する事が確認できる。即ち、現状では、70、80 μm程度の高精細化は、感度低下を大きく引き起こす事になり、実現困難となる。

【0019】一方、従来、一般的である150 μm ~ 2

0.0  $\mu$ m程度の画素ピッチにおいても、感度的には未だ十分であるとは言えない。つまり、上述の様に、夫々の配線幅、或いはスイッチTFTサイズなどの制約があり、現状では、開口率による改善では高感度化が見込めない状況である。

【0020】そこで、本発明の課題は、画素構成上必須なゲート配線、信号線、スイッチTFTの性能を落とすことなく、画素開口率を改善し、高感度化を達成すると共に、高精細化を実現を可能にするものである。

【0021】

【課題を解決するための手段】上記の課題を達成するために、本発明にかかる光検出装置は、入射光を電気信号に変換する光電変換素子を含む画素が基板上に複数形成された光検出装置において、前記基板と前記光電変換素子とを覆って形成された絶縁層上であって、且つ隣接する前記光電変換素子の間隙の上に、前記画素に接続された配線が配置されていることを特徴とする。

【0022】また、本発明は、入射光を電気信号に変換する光電変換素子を含む画素が基板上に複数形成された光検出装置において、前記基板と前記光電変換素子とを覆うように有機低誘電率絶縁層を形成し、その上に、前記光電変換素子を含む画素に接続された配線が配置されていることを特徴とする。

【0023】

【発明の実施の形態】以下、添付図面を参照して本発明にかかる光検出装置、放射線検出装置およびそれを具備する放射線撮像システムの実施形態について詳細に説明する。

【0024】以下で参照される図1および図4は蛍光体が接着されていない時に信号線が配置される側から見た図であり、実線は信号線が配置される側から見て目視可能な箇所であり、点線は目視できない箇所である。

【0025】【第1実施形態】以下、本発明にかかる光検出装置の一実施形態としての第1の実施形態について説明する。本実施形態ではMIS型光電変換素子を用いた光検出装置が適用されている。図1は、本実施形態の光電変換素子およびスイッチTFT等で構成される画素を信号線が配置される側から見た模式的平面図である。図1において、9はスイッチTFTのソース・ドレイン電極、50は光電変換素子のセンサ部、2はスイッチTFTを駆動するためのゲート配線、4はスイッチTFTのゲート電極、10は信号線、8は光電変換素子のバイアス配線、12はスイッチTFTのソース・ドレイン電極9と光電変換素子の下部電極3を電気接続するためのコンタクトホール、13はスイッチTFTのソース・ドレイン電極9と信号線とを絶縁層11を介して電氣的に接続するためのコンタクトホール12である。また、絶縁層11は、光電変換素子の形成後、更にバイアス配線8およびソース・ドレイン電極9を形成した後に、形成される。絶縁層11となる出発材料を塗布する塗布方

法などにより絶縁層を形成すれば容易に表面を平坦化できる。この絶縁膜としては、比誘電率が3、5以下、より好ましくは3、0以下の有機低誘電率膜を用いることが好ましい。

【0026】また、図1のA-A'部の模式的断面図を図2に示す。図2において、1はガラス基板、3は光電変換素子の下部電極、10はスイッチTFTのソース・ドレイン電極9に接続された信号線、5は絶縁膜、6は活性層としての非晶質シリコン膜、7はオーミックコンタクト層であって不純物がドーパされた非単結晶シリコンからなるn<sup>+</sup>層である。11は平坦化された絶縁層である。

【0027】図2の絶縁膜5、活性層としての非晶質シリコン膜6およびオーミックコンタクト層7で光電変換素子のセンサ部50を構成している。光電変換素子と図2では図示されないスイッチTFTとは同一層構成である。

【0028】図2において、画素を構成するスイッチTFTに接続される信号線10は、従来はセンサ部50等と同じ工程で形成される層上に配置されていたが、本実施形態の信号線10は、光電変換素子と基板とを覆って形成される絶縁層11上に配置されている。また、本実施形態では、信号線10は隣接する光電変換素子間の領域に配置されている。

【0029】このため、隣接する光電変換素子間の距離を短くする事が可能となる。本実施形態では、信号線と光電変換素子との寄生容量の影響を考慮して、隣接する光電変換素子の間隔が、信号線の幅と同一または実質的に同一となる構成になっている。

【0030】この様に、本構成によれば、信号線と光電変換素子の下部電極とのクリアランスを必要としないため、開口率Apの向上が可能となる。スイッチTFTに接続された信号線と光電変換素子の下部電極とのクリアランスLsに対する開口率Apの関係を図3に示す。図中、Ls=4  $\mu$ mとした場合を従来例とし、Ls=0  $\mu$ mとした場合を本実施形態としている。

【0031】従来例では、スイッチTFTのソース・ドレイン電極9と信号線10とを同一の工程で形成される、異なる層上に別々に作成するため、素子間分離時に、従来、一括で分離した構造の場合、製造装置の関係でLs=4  $\mu$ mが限度であるところが、本実施形態ではLs=0で作成でき、その結果、概ね開口率Apは5〜25%程度向上することができる。

【0032】特に、高精細、即ち、画素ピッチが小さくなるに従って、開口率Apの改善効果は大きくなる。例えば、画素ピッチが100  $\mu$ mでは、開口率は従来と比較して1.1倍、50  $\mu$ mでは1.25倍となる。図9に本実施形態を従来と比較した開口率比を示す。また、従来の感度、即ち、光電変換素子が占める面積を同一にした場合、本実施形態では、従来と比較して5  $\mu$ m程

度、画素ピッチを縮小する事も可能となる。

【0033】次に、本実施形態の製造方法について述べる。図6、図7または図8において、露出している部分は実線で描かれ、露出していない部分は点線で描かれているものとする。

(1) 図6 (A) に示す様に、ガラス基板上にスイッチTFTのゲート配線2、ゲート電極4および光電変換素子の下部電極3としてCr薄膜を1000Åスパッター等により成膜して、パターン形成する。

(2) 図6 (B) に示す様に、プラズマCVD法等により絶縁膜5としてSiN膜300nm、活性層6としてnドープ非晶質シリコン膜600nm、オーミックコンタクト層7としてのn<sup>+</sup>型オーミックコンタクト層100nmを連続形成する。その後、スイッチTFTのソース・ドレイン電極9と光電変換素子の下部電極3とを電気接続するためのコンタクトホール12をRIE法等により絶縁膜5、活性層6、オーミックコンタクト層7に形成する。

(3) 図7 (A) に示す様に、光電変換素子のバイアス配線8及びスイッチTFTのソース・ドレイン電極9と異なるA1薄膜を1μmスパッター等により成膜し、それをエッチングして、バイアス配線8及びソース・ドレイン電極9のパターンを形成する。

(4) 図7 (B) に示す様に、絶縁膜5、活性層6、オーミックコンタクト層7の一部をエッチング除去して、画素毎を独立化し且つ光電変換素子のセンサー部50とスイッチTFTが独立化するように分離する。

(5) 図8 (A) に示す様に、絶縁層11として、ジビニルシロキサンビスベンゾシクロプロテン(ダウケミカル社製BCB)を、2.5μmスピン塗布し、硬化薄膜化させ比誘電率が2.6〜2.7の絶縁層11を形成した後、スイッチTFTのソース・ドレイン電極4との電気接合のためのコンタクトホール13をRIE法等により絶縁層11に形成する。

(6) 図8 (B) に示す様に、信号線10となる、A1薄膜を1μmスパッター等により成膜し、エッチングして信号線10のパターンを形成する。

【0034】その後、必要に応じて保護膜としてSiN膜及びポリイミド膜を積層する。更にその上に、放射線を可視光に変換する光変換体としてのGOS蛍光体シートを接着剤などにより貼り合わせれば、放射線検出装置が製造できる。

【0035】【第2実施形態】以下、本発明にかかる光検出装置の一実施形態である第2の実施形態について説明する。第2の実施形態は、第1の実施形態と同様に、MIS型光電変換素子を用いた光検出装置が適用されている。図4は本実施形態の図1と同様に光電変換素子およびスイッチTFT等で構成される画素を信号線が配置される側から見た模式的平面図である。また、図4のA-A'部の模式的断面図を図5に示す。符号は第1の実

施形態と同様である。

【0036】図2と異なる点は隣接する光電変換素子の間隔が、信号線の幅より狭い点である。本構成によれば、信号線10と光電変換素子のセンサー部50及び下部電極3とが絶縁層11を介して、オーバーラップする構造であるため、完全にLs=0となり、開口率A<sub>ap</sub>の更なる向上が可能となる。

【0037】この時、信号線と光電変換素子との寄生容量を影響無い程度とするため、光電変換素子とを覆うよう絶縁層11として比誘電率が3.5以下の有機低誘電率絶縁層を用い、更には層間絶縁層11を実施形態1より厚膜化し寄生容量をより一層低減されている。一方、光電変換素子のMIS型半導体積層部を隣接間で連続とする事が考えられるが、夫々の光電変換素子の下部電極への段差乗り越え部分が大きくなり、微小リークなど特性上の問題となり、望ましい構成ではない。

【0038】【第3実施形態】次に、本発明にかかる光検出装置に蛍光体が接着されて、X線等の放射線を検出する放射線検出装置の実装例及びそれを具備する放射線撮像システムについて説明する。放射線撮像システムの一例としてX線診断システムが適用されている。

【0039】図10 (a)、図10 (b) は本発明に係る光検出装置に蛍光体が接着されて、X線等の放射線を検出する放射線検出装置の実装例の模式的構成図及び模式的断面図である。

【0040】光電変換素子とTFTはa-Si (アモルファスシリコン) センサ基板6011内に複数個形成され、シフトレジスタSR1と検出用集積回路ICが実装されたフレキシブル回路基板6010が接続されている。フレキシブル回路基板6010のa-Siと反対側は回路基板PCB1、PCB2に接続されている。前記a-Siセンサ基板6011の複数枚が基台6012の上に接着され大型の光検出装置を構成する基台6012の下には処理回路6018内のメモリ6014をX線から保護するため鉛板6013が実装されている。a-Siセンサ基板6011上には入射放射線を可視光に変換するための蛍光体6030たとえばCsIが、蒸着されている。図10 (b) に示されるように全体をカーボンファイバー製のケース6020に収納している。

【0041】図11は上記の放射線検出装置のX線診断システムへの応用例を示したものである。

【0042】X線チューブ6050で発生したX線6060は患者あるいは被験者6061の胸部6062を透過し、蛍光体上部に実装した光検出装置6040に入射する。この入射したX線には患者6061の体内部の情報が含まれている。X線の入射に対応して蛍光体は発光し、これを光電変換して、電気的情報を得る。この情報はディジタルに変換されイメージプロセッサ6070により画像処理され制御室のディスプレイ6080で観察できる。

【0043】また、この情報は電話回線6090等の伝送手段により遠隔地へ転送でき、別の場所のドクタールームなどディスプレイ6081に表示もしくは光ディスク等の保存手段に保存することができ、遠隔地の医師が診断することも可能である。またフィルムプロセッサ6100によりフィルム6110に記録することもできる。

【0044】なお、放射線とはX線や $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 線等をいい、光は光電変換素子により検出可能な波長領域の電磁波であり、可視光を含む。

【0045】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、光電変換素子のスイッチTFTに接続された信号線とのクリアランスが実質上不要となり、その結果、開口率を向上させ、高感度化、或いは、高精細化が達成できる。

【0046】また、放射線変換光が信号線と光電変換素子の間を透過し、基板表面と裏面間で反射、透過を繰り返す事による分解能の低下を低減する事も可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】第1の実施形態の模式的平面図である。

【図2】図1におけるA-A'部の模式的断面図である。

【図3】第1の実施形態の画素ピッチに対する開口率を示すグラフである。

【図4】第2の実施形態の模式的平面図である。

【図5】図4におけるA-A'部の模式的断面図である。

【図6】第1の実施形態の製造方法を説明するための図である。

【図7】第1の実施形態の製造方法を説明するための図である。

【図8】第1の実施形態の製造方法を説明するための図である。

【図9】画素ピッチに対する第1の実施形態の開口率と従来の実施形態の開口率と比較した開口率比を示す図である。

【図10】本発明にかかる光検出装置の実装例の模式的構成図及び模式的断面図である。

【図11】本発明にかかる光検出装置を具備する放射線撮像システムの一例としてのX線診断システムを示したものである。

【図12】1画素の開口率を説明するための模式的平面図である。

【図13】従来の実施形態の画素ピッチに対する開口率を示すグラフである。

【図14】光センサーアレーの模式的な等価回路であ

る。

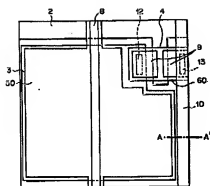
【図15】従来のMIS-TFT構造の1画素の模式的平面図である。

【図16】MIS-TFT構造の層構成を説明するための模式的断面図である。

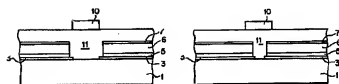
【符号の説明】

- 1 ガラス基板
- 2 スイッチTFTのゲート配線
- 3 光電変換素子の下部電極
- 4 スイッチTFTのゲート電極
- 5 絶縁膜
- 6 活性層
- 7 オーミックコンタクト層
- 8 光電変換素子のバイアス配線
- 9 スイッチTFTのソース・ドレイン電極
- 10 信号線
- 11 絶縁層
- 12 下部電極3とソース・ドレイン電極9とを電気接続するためのコンタクトホール
- 13 ソース・ドレイン電極9と信号線10とを電気接続するためのコンタクトホール
- 50 光電変換素子のセンサー部
- 60 スイッチTFTの絶縁膜5、活性層6およびオーミックコンタクト層7
- 100 保護膜
- 101 接着層
- 102 蛍光体層
- 6010 フレキシブル回路基板
- 6011 a-Si センサ基板
- 6012 基台
- 6013 鉛板
- 6014 メモリ
- 6020 ケース
- 6030 蛍光体
- 6040 光検出装置
- 6050 X線チューブ
- 6060 X線
- 6061 被検者
- 6062 胸部
- 6070 イメージプロセッサ
- 6080 制御室のディスプレイ
- 6090 電話回線
- 6081 ドクタールームのディスプレイ
- 6100 フィルムプロセッサ
- 6110 フィルム

【図1】

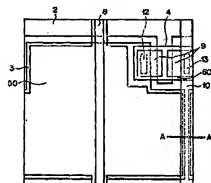


【図2】

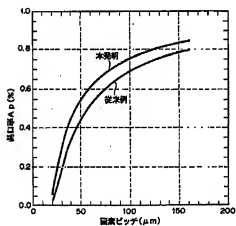


【図5】

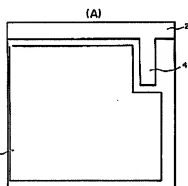
【図4】



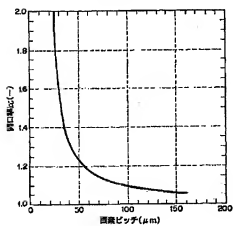
【図3】



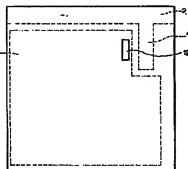
【図6】



【図9】

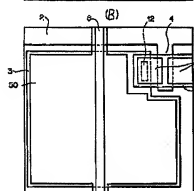
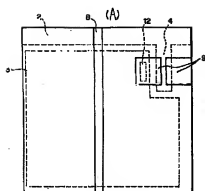


【図7】

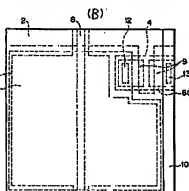
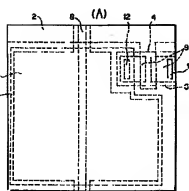




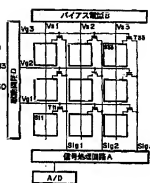
【図7】



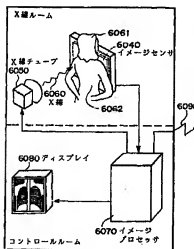
【図8】



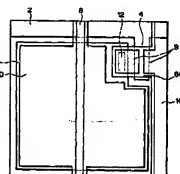
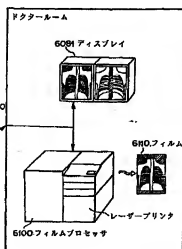
【図14】



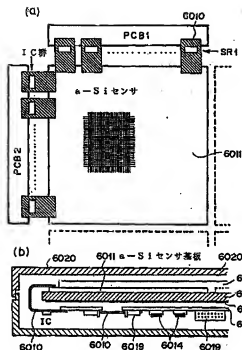
【図11】



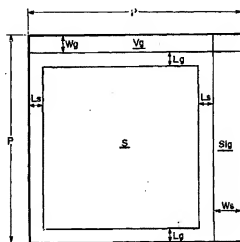
【図15】



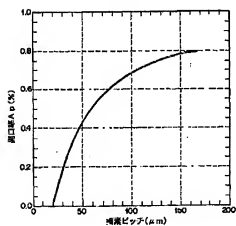
【図10】



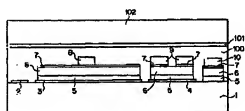
【図12】



【図13】



【図16】



フロントページの続き

(51) Int. Cl. 7

識別記号

H01L 31/09

31/10

H04N 5/32

F I

H01L 27/14

31/00

31/10

(参考)

K 5F088

A

A

(00)02-289824 (P2002-289824A)

Fターム(参考) 2G088 EE01 EE27 FF02 FF04 GG19  
GG20 JJ05 JJ09 JJ33 JJ37  
KK32 LL12 LL15  
2H013 AC01 AC06  
4M118 AA10 AB01 CA05 CB06 CB11  
FB03 FB09 FB13 FB24  
5C024 AX12 CX41 DX04  
5F049 MA01 MB05 NA01 NB05 QA01  
RA08 SS01 WA07  
5F088 AA01 AB05 BA01 BB03 BB07  
DA01 EA04 EA08 GA02 LA07  
LA08